

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 1 0 月 1 日
Date of Application:

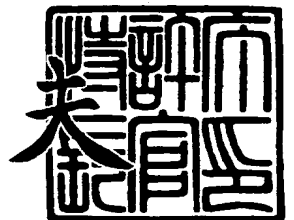
出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 3 4 3 3 2 1
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 3 4 3 3 2 1]

出 願 人 オムロンヘルスケア株式会社
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 2 月 2 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



【書類名】 特許願
【整理番号】 1031468
【提出日】 平成15年10月 1日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 5/0245
【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
 【氏名】 田部 一久
【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
 【氏名】 北脇 知己
【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
 【氏名】 糸永 和延
【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
 【氏名】 佐藤 博則
【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
 【氏名】 橋本 正夫
【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
 【氏名】 宮脇 義徳
【特許出願人】
 【識別番号】 503246015
 【氏名又は名称】 オムロンヘルスケア株式会社
【代理人】
 【識別番号】 100064746
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 深見 久郎
【選任した代理人】
 【識別番号】 100085132
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 森田 俊雄
【選任した代理人】
 【識別番号】 100083703
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 仲村 義平
【選任した代理人】
 【識別番号】 100096781
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 堀井 豊

【選任した代理人】
【識別番号】 100098316
【弁理士】
【氏名又は名称】 野田 久登
【選任した代理人】
【識別番号】 100109162
【弁理士】
【氏名又は名称】 酒井 將行
【先の出願に基づく優先権主張】
【出願番号】 特願2002-353896
【出願日】 平成14年12月 5日
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 008693
【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
【物件名】 特許請求の範囲 1
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1
【包括委任状番号】 0310572

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

対象人の脈波を測定する脈波測定手段と、

前記脈波測定手段により測定された脈波の波形の所定の特徴点から直接得られる特徴量を複数算出し、算出された特徴量同士の演算により前記脈波の反射現象を反映する指標を算出する脈波特徴量算出手段と、

前記対象人の血圧を検出する血圧検出手段と、

前記脈波特徴量算出手段により算出された前記指標と前記血圧検出手段により検出された前記血圧とを関連付けて提示する提示手段とを備える、脈波測定装置。

【請求項 2】

前記指標は、前記脈波測定手段により測定された脈波の波形に含まれる進行波成分のピーク値と反射波成分のピーク値との比をあらわすことを特徴とする、請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3】

前記指標は、前記脈波測定手段により測定された脈波の波形に含まれる駆出波を発生する心臓から反射波発生部位までの距離と脈波の伝播速度をあらわすことを特徴とする、請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 4】

前記脈波特徴量算出手段は、前記指標を前記対象人毎の補正因子を用いた補正により算出することを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 5】

前記指標は Augmentation Index (AI) であることを特徴とする、請求項 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 6】

前記脈波特徴量算出手段は、前記 AI を前記対象人の脈拍数を用いた補正により算出することを特徴とする、請求項 5 に記載の脈波測定装置。

【請求項 7】

前記指標は ΔT_p であることを特徴とする、請求項 3 に記載の脈波測定装置。

【請求項 8】

前記脈波特徴量算出手段は、前記 ΔT_p を前記対象人の身長を用いた補正により算出することを特徴とする、請求項 7 に記載の脈波測定装置。

【請求項 9】

前記脈波特徴量算出手段により算出された複数の前記指標と前記血圧検出手段により検出された複数の前記血圧とを時系列に対応付けて記憶する記憶手段をさらに備える、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 10】

前記提示手段は前記記憶手段において対応付けられた前記複数指標と前記複数血圧とを時系列に提示することを特徴とする、請求項 9 に記載の脈波測定装置。

【請求項 11】

前記提示手段は前記指標と前記血圧との関連付けにおいて、関連付けられた前記指標と前記血圧とのレベルに応じて処方されるべき薬剤の情報を提示することを特徴とする、請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 12】

対象人の脈波を測定する脈波測定手段と、

前記脈波測定手段により測定された脈波の波形から特徴量として前記脈波の反射現象を反映する複数種類の指標を算出する脈波特徴量算出手段と、

前記脈波特徴量算出手段により算出された前記複数種類の指標を関連付けて提示する提示手段とを備える、脈波測定装置。

【請求項 13】

前記提示手段は前記複数種類の指標の関連付けにおいて、関連付けられた前記複数種類

の指標のレベルに応じて処方されるべき薬剤の情報を提示することを特徴とする、請求項 12 に記載の脈波測定装置。

【請求項 14】

前記対象人の血圧を検出する血圧検出手段と、

前記脈波特徴量算出手段により算出された前記複数種類の指標のうちの 1 種類以上の指標と前記血圧検出手段により検出された前記血圧とを関連付けて提示する指標血圧提示手段とをさらに備える、請求項 12 または 13 に記載の脈波測定装置。

【請求項 15】

前記脈波特徴量算出手段により算出された前記複数種類の指標を含む複数個の群を時系列に記憶する記憶手段をさらに備える、請求項 12 から 14 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 16】

前記群には、前記血圧検出手段により検出された前記血圧がさらに含まれることを特徴とする、請求項 15 に記載の脈波測定装置。

【請求項 17】

前記提示手段は前記複数種類の指標を前記記憶手段の前記複数個の群それぞれから抽出して、相互に関連付けて時系列に提示することを特徴とする、請求項 15 または 16 に記載の脈波測定装置。

【請求項 18】

前記指標血圧提示手段は前記 1 種類以上の指標と前記血圧を、前記記憶手段の前記複数個の群それぞれから抽出して、抽出した前記 1 種類以上の指標と前記血圧それぞれを時系列に相互に関連付けて提示することを特徴とする、請求項 16 または 17 に記載の脈波測定装置。

【請求項 19】

前記脈波特徴量算出手段は、前記指標を前記対象人毎の補正因子を用いた補正をして算出することを特徴とする、請求項 12 から 18 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 20】

前記複数種類の指標には Augmentation Index (AI) が含まれることを特徴とする、請求項 12 から 18 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【請求項 21】

前記脈波特徴量算出手段は、前記 AI を前記対象人の脈拍数を用いた補正により算出することを特徴とする、請求項 20 に記載の脈波測定装置。

【請求項 22】

前記複数種類の指標には ΔT_p が含まれることを特徴とする、請求項 20 または 21 に記載の脈波測定装置。

【請求項 23】

前記脈波特徴量算出手段は、前記 ΔT_p を前記対象人の身長を用いた補正により算出することを特徴とする、請求項 22 に記載の脈波測定装置。

【請求項 24】

前記指標血圧提示手段は前記 1 種類以上の指標と前記血圧との関連付けにおいて、関連付けられた前記 1 種類以上の指標と前記血圧とのレベルに応じて処方されるべき薬剤の情報を提示することを特徴とする、請求項 14 から 23 のいずれか 1 項に記載の脈波測定装置。

【書類名】明細書**【発明の名称】脈波測定装置****【技術分野】****【0001】**

この発明は生体の脈波を計測する脈波測定装置に関し、特に、診断支援向けの脈波測定装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

高血圧症など循環器系疾患の診断のための精密検査では、24時間血圧測定、超音波診断装置による心エコー図検査、眼底検査、心電図検査、運動負荷試験などが実施されるが、精密検査から一般的な診断まで最も広く実施されている検査は血圧測定である。これは、血圧測定が非侵襲、簡便に実施できる、他の検査に比較すると計測装置が安価であるということなど、優れた特徴を多く持っていることによるものである。

【0003】

しかし、血圧測定から得られる情報としては血圧値が注意すべきレベルにあるか否かに限られるから、血圧測定によって高血圧症患者であるかどうかを判断することはできるが、どのような方針で治療するかは他の検査結果や問診から得られる情報を総合して医師が判断しなければならない。問診から得られる情報には患者の主観的な情報が混入してしまうことがあり、誤診断につながる場合がある。

【0004】

したがって、より良い循環器系疾患診断のためには前述の血圧測定の優れた特徴を損なうことなく、高血圧診断、治療方針決定を支援する客観的な情報を医師に提供することが望まれている。

【0005】

このような要望に応えるために、異なる2つの生理指標（補正脈波伝播速度と足首／上腕血圧指数）を2次元のグラフで表現して、患者の状態の推移を把握し易くしている（例えば、特許文献1参照）。

【0006】

また、患者の状態を把握し易くするために、異なる2つの生理指標（拡張期血圧と脈波パターン分類手段による加速度脈波波形の分類結果）を2次元のグラフで表現する装置も提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【0007】

また、異なる2種類の生理指標を2次元のグラフで表現して、患者の循環状態を表示する装置も提案されている（例えば、特許文献3参照）。2種類の生理指標の組合せとしては、組合せ1．心収縮時間と脈拍揺らぎ、組合せ2．心収縮時間と血圧、組合せ3．脈波パターン分類手段による加速度脈波波形の分類と血圧、組合せ4．脈波伝播時間と血圧、および組合せ5．心収縮時間と動脈硬化が提案されている。

【特許文献1】特開2000-316821の明細書と図面

【特許文献2】特開2000-217796の明細書と図面

【特許文献3】特開平11-332837号公報の明細書と図面

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0008】**

しかし、特許文献1の装置では、補正脈波伝播速度および足首／上腕血圧指数の計測は、それぞれ距離の隔たった2点の脈波、血圧を測定する必要があり、計測が煩雑で簡便には実施できない。

【0009】

また、特許文献2の装置では、脈波パターン分類手段による加速度脈波波形の分類結果というのは、他の生理学的指標との関連性が明確ではないため、臨床現場の診断には一般的に用いられていない。さらに、実施例であげられているように脈波パターン分類手段に

よる加速度脈波波形の分類は指尖部位において実施された報告が多い。しかし、指尖部位は、環境温度、メンタルストレスなどの影響を受けやすいため、安定性、再現性のある脈波波形を収集することが難しい。そのため脈波パターン分類手段による加速度脈波波形の分類結果も不安定で、再現性に乏しく、これを診断に用いた場合、誤診断につながる恐れがある。

【0010】

また、実施例では、指尖脈波を光電容積脈波で計測している。光電容積脈波は血管内圧と血管容積の間の非線形性（管法則）によって歪んだ波形となっている。したがって、光電容積脈波の脈波パターン分類手段による加速度脈波波形の分類結果は、複合的な要素が入り込み、生理学的意味が不明確である。

【0011】

また、特許文献3の装置の組合せ3.と組合せ5.は特許文献2の装置と同様の課題を有し、組合せ4.については特許文献1と同様の課題を有する。組合せ1.、組合せ2.および組合せ4.については、脈波の特徴量が使用されていないので、脈波による特徴量を提示して診断を支援することができない。

【0012】

それゆえに、この発明の目的は、測定の簡便さを損なうことなく、医師に血圧以外の循環器系の情報である脈波の特徴量を提示することで診断を支援する脈波測定装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

この発明のある局面に従う脈波測定装置は、対象人の脈波を測定する脈波測定手段と、脈波測定手段により測定された脈波の波形の所定の特徴点から直接得られる特徴量を複数算出し、算出された特徴量同士の演算により脈波の反射現象を反映する指標を算出する脈波特徴量算出手段と、対象人の血圧を検出する血圧検出手段と、脈波特徴量算出手段により算出された指標と血圧検出手段により検出された血圧とを関連付けて提示する提示手段とを備える。

【0014】

したがって、脈波測定手段により非侵襲な測定が可能な撓骨動脈の圧脈波を測定し、血圧検出手段により検出された血圧とは異なる生体情報である脈波の反射現象を反映する指標を脈波特徴量算出手段により算出し、血圧値と指標とを関連付けて提示するから、医家は提示された内容を確認することで対象人の血圧と指標との関係で示される循環器系の状態をよりよく把握し、診断や処方への支援となる情報を速やかに得ることができる。

【0015】

好ましくは、指標は、脈波測定手段により測定された脈波の波形に含まれる進行波成分のピーク値と反射波成分のピーク値との比をあらわす。したがって、指標を簡単に算出できる。

【0016】

好ましくは、指標は、脈波測定手段により測定された脈波の波形に含まれる駆出波を発生する心臓から反射波発生部位までの距離と脈波の伝播速度をあらわす。したがって、指標を簡単に算出できる。

【0017】

好ましくは、脈波特徴量算出手段は、指標を対象人毎の補正因子を用いた補正により算出する。したがって、指標は対象人ごとに補正されて算出された後に、血圧と関連付けられて提示されるから対象人ごとの循環器系のより正確な状態変化を提示することができる。

【0018】

好ましくは、上述の指標はAugmentation Index(AI)である。したがって、血圧とは異なる生体情報である脈波の反射情報としてAIを算出して、血圧と関連付けて提示できるから、医家が対象人の循環器系の状態をよりよく把握して診断や処方するのを支援できる。

【0019】

好ましくは、AIの補正因子は対象人の脈拍数である。したがって、脈拍数の多少（脈が速いまたは遅い）に応じた脈波の反射情報の変化を、補正により吸収することができる。

【0020】

好ましくは、上述の指標は ΔT_p である。 ΔT_p は心臓の拍出波の開始点（立ち上り点）と反射波の開始点の時間差で定義される量である。この開始点とは脈波の加速度が最大になる位置（アルゴリズム処理としては脈波波形の3次微分に従う式のゼロクロス点となる位置）を指す。したがって、血圧とは異なる生体情報である脈波の反射情報として ΔT_p を算出して、血圧と関連付けて提示できるから、医家が対象人の循環器系の状態をよりよく把握して診断や処方するのを支援できる。

【0021】

好ましくは、 ΔT_p の補正因子は対象人の身長である。したがって、身長的高低に応じた脈波の反射情報の変化を、補正により吸収することができる。

【0022】

上述の脈波測定装置は好ましくは、脈波特徴量算出手段により算出された複数の指標と血圧検出手段により検出された複数の血圧とを時系列に対応付けて記憶する記憶手段をさらに備える。

【0023】

したがって、対象人について異なるタイミング脈波測定により算出された複数の指標と血圧検出手段により検出された複数の血圧とは、時系列に対応付けて記憶しておくことができる。

【0024】

上述の提示手段は好ましくは、記憶手段において対応付けられた複数指標と複数血圧とを時系列に提示する。したがって、過去に算出および検出された指標および血圧は対応付けて、かつ時系列にして提示されるから、医家は提示内容を確認することで、対象人の血圧と指標との関係で示される循環器系の状態変化を時間を追って把握できる。これにより、処方した薬剤の効果を含む治療の効果の良し悪しを速やかに確認できる。

【0025】

この発明の他の局面に従う脈波測定装置は、対象人の脈波を測定する脈波測定手段と、脈波測定手段により測定された脈波の波形から特徴量として前記脈波の反射現象を反映する複数種類の指標を算出する脈波特徴量算出手段と、脈波特徴量算出手段により算出された複数種類の指標を関連付けて提示する提示手段とを備える。

【0026】

したがって、脈波測定手段により非侵襲な測定が可能な撓骨動脈の圧脈波を測定し、血圧とは異なる生体情報である脈波の反射現象を反映する複数種類の指標を脈波特徴量算出手段により算出し、算出された複数種類の指標を関連付けて提示するから、医家は提示された内容を確認することで対象人の複数種類の指標の関係で示される循環器系の状態をよりよく把握し、診断や処方の支援となる情報を速やかに得ることができる。

【0027】

好ましくは、提示手段は複数種類の指標の関連付けにおいて、関連付けられた複数種類の指標のレベルに応じて処方されるべき薬剤の情報を提示する。

【0028】

したがって、複数種類の指標が提示されるときには、併せて、関連付けられた指標のレベルに応じて処方されるべき薬剤の情報も提示される。それゆえに、医家は対象人の循環器系の状態を把握して診断しながら併せて処方すべき薬剤の情報も得ることができる。

【0029】

好ましくは、脈波測定装置は対象人の血圧を検出する血圧検出手段と、脈波特徴量算出手段により算出された複数種類の指標のうちの1種類以上の指標と血圧検出手段により検出された血圧とを関連付けて提示する指標血圧提示手段とをさらに備える。

【0030】

したがって、脈波測定手段により非侵襲な測定が可能な撓骨動脈の圧脈波を測定し、血圧検出手段により検出された血圧とは異なる生体情報である脈波の反射現象を反映する指標を脈波特徴量算出手段により算出し、血圧値と指標とを関連付けて提示するから、医家は提示された内容を確認することで対象人の血圧と指標との関係で示される循環器系の状態をよりよく把握し、診断や処方の方の支援となる情報を速やかに得ることができる。

【0031】

好ましくは、脈波特徴量算出手段により算出された複数種類の指標を含む複数個の群を時系列に記憶する記憶手段をさらに備える。

【0032】

したがって、対象人について異なるタイミング脈波測定により算出された複数種類の指標を複数個の群により時系列に対応付けて記憶しておくことができる。

【0033】

好ましくは、上述の群には、血圧検出手段により検出された血圧がさらに含まれる。したがって、対象人について異なるタイミング脈波測定により算出された複数種類の指標と血圧検出手段により検出された血圧とは、複数個の群により、時系列に対応付けて記憶しておくことができる。

【0034】

好ましくは、提示手段は複数種類の指標を記憶手段の複数個の群それぞれから抽出して、相互に関連付けて時系列に提示する。したがって、過去に算出された複数種類の指標は関連付けられて時系列に提示されるから、医家は提示内容を確認することで、対象人の複数種類の指標との関係で示される循環器系の状態変化を時間を追って把握できる。これにより、処方した薬剤の効果を含む治療の効果の良し悪しを速やかに確認できる。

【0035】

好ましくは、指標血圧提示手段は1種類以上の指標と血圧を、記憶手段の複数個の群それぞれから抽出して、抽出した1種類以上の指標と血圧それぞれを時系列に相互に関連付けて提示する。

【0036】

したがって、過去に算出および検出された1種類以上の指標および血圧は対応付けて、かつ時系列にして提示されるから、医家は提示内容を確認することで、対象人の血圧と指標との関係で示される循環器系の状態変化を時間を追って把握できる。これにより、処方した薬剤の効果を含む治療の効果の良し悪しを速やかに確認できる。

【0037】

好ましくは、脈波特徴量算出手段において、指標は対象人毎の補正因子を用いた補正をして算出される。したがって、指標は対象人ごとに補正された後に提示されるから、循環器系のより正確な状態変化を提示することができる。

【0038】

好ましくは、上述の複数種類の指標にはAugmentation Index(AI)が含まれる。したがって、血圧とは異なる生体情報である脈波の反射情報としてAIを算出して、血圧と関連付けて、または他の種類の指標と関連付けて提示できるから、医家が対象人の循環器系の状態をよりよく把握して診断や処方するのを支援できる。

【0039】

好ましくは、脈波特徴量算出手段はAIを対象人の脈拍数で補正して算出する。したがって、脈拍数の多少(脈が速いまたは遅い)に応じた脈波の反射情報の変化を、補正により吸収することができる。

【0040】

好ましくは、上述の複数種類の指標には ΔT_p が含まれる。 ΔT_p は心臓の拍出波の開始点(立ち上り点)と反射波の開始点の時間差で定義される量である。この開始点とは脈波の加速度が最大になる位置(アルゴリズム処理としては脈波波形の3次微分に従う式のゼロクロス点となる位置)を指す。したがって、血圧とは異なる生体情報である脈波の反射情報として ΔT_p を算出して、血圧と関連付けて、または他の種類の指標と関連付けて提示で

きるから、医家が対象人の循環器系の状態をよりよく把握して診断や処方するのを支援できる。

【0041】

好ましくは、脈波特徴量算出手段は ΔT_p を対象人の身長で補正して算出する。したがって、身長的高低に応じた脈波の反射情報の変化を、補正により吸収することができる。

【0042】

上述の指標血压提示手段は、1種類以上の指標と血压との関連付けにおいて、関連付けられた1種類以上の指標と血压とのレベルに応じて処方されるべき薬剤の情報を提示する。

【0043】

したがって、指標と血压の関連付けが提示されるときには、併せて、関連付けられた指標と血压とのレベルに応じて処方されるべき薬剤の情報も提示される。それゆえに、医家は対象人の循環器系の状態を把握して診断しながら併せて処方すべき薬剤の情報も得ることができる。

【0044】

上述の関連付けは、交わる2直線(X軸、Y軸)で決定される平面上において、1つの直線上に1つの指標(または血压)の値をとり他の直線上に他の指標(または血压)の値をとった場合に、平面上の任意の点(座標(X,Y))で示される。

【0045】

また、上述の関連付けは、交わる3直線(X軸、Y軸、Z軸)で決定される立体空間において、1つの直線上に1つの指標(または血压)の値をとり他の直線上に他の指標(または血压)の値をとり、さらに他の直線上にさらに他の指標(または血压)をとった場合に、空間の任意の点(座標(X,Y,Z))で示される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0046】

以下、この発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【0047】

図1と図2には本実施の形態に係る診断支援向け脈波測定装置の外観が示される。図1には装置が複数ユニットに分離した場合の外観が、図2には装置内に複数ユニットが内蔵された場合の外観がそれぞれ示されている。図3には脈波測定装置のシステム構成が示される。

【0048】

図1～図3において診断支援向け脈波測定装置は本体1A、各種情報を外部に表示するための表示器1Bおよび操作キー1Dを一体的に有してCPU(central processing unit)10、メモリ11およびRTC(リアルタイムクロック)12を内蔵するパソコン(パーソナルコンピュータ)1、パソコン1に着脱自在に装着されるメモ리카ード2、パソコン1にケーブルを介して接続されるテンキー3、プリンタ4、センサアンプ5および血压計7、センサアンプ5に接続されるセンサユニット13、そして血压計7に接続される空気袋を有した腕帯8を備える。センサユニット13は内部にセンサ6とセンサ6を生体に押圧する空気袋9を有する。CPU10は圧力制御回路71を介して空気袋9によるセンサ6の生体への押圧レベルを調整する。このように血压計7は血压検出手段として機能し、センサユニット13は脈波測定手段として機能する。

【0049】

センサ6は手首に押圧されると撓骨動脈を介して脈波を検出して、検出された脈波信号はセンサアンプ5により所定レベルにまで増幅され、その後、A/D変換器51によりデジタル情報に変換されてCPU10に与えられる。

【0050】

操作キー1Dおよびテンキー3は外部操作によりパソコン1に対して情報・指示を入力する。メモ리카ード2はパソコン1に装着されてパソコン1のCPU制御によりそこに記憶される情報がアクセスされる。

【0051】

図2には図1のパソコン1の本体1Aにプリンタ4、センサアンプ5、テンキー3および血圧計7が内蔵された状態を示している。

【0052】

本実施の形態では、図1～図3に示された診断支援向け脈波測定装置により血圧計測と同等の計測簡便性を備えかつ血圧情報とは異なる循環器系情報であるAIを計測して得て、AIと血圧値とを対比させて表示することによって、医師が診断の対象となる人である患者の循環器系の状態をよりよく把握するための情報を表示器1Bに表示して診断を支援する。該情報の表示器1Bを用いた表示はCPU10が予めメモリ11に格納された所定プログラムを実行することによりなされる。したがって、CPU10はこのような情報を表示器1Bに表示するための提示部10Bを有する。

【0053】

ここで、AIとは、公知の指標であって、主に中枢血管の動脈硬化に対応する脈波の反射強度（脈波の反射現象であって送り出し血流量の受入れ易さ）を反映する特徴量を指標化したものである。AIは特に循環器系疾患の早期発見のために有効な指標と言われており、血圧とは異なった挙動を示すことが知られている。AIは測定された脈波から計算される。センサユニット13を装着ベルトなどで手首部位に装着し、圧力制御回路71により圧力調整しながら空気袋9でセンサ6を手首に押圧して脈波は検出される。検出された脈波に基づくAIの算出はパソコン1のCPU10が予めメモリ11に格納された所定プログラムを実行することによりなされる。したがって、CPU10は脈波特徴量算出手段として機能する脈波特徴量算出部10Aを有する。

【0054】

図4と図5には測定される脈波の時間の経過に従う変化が示される。たとえば、図4のような脈波が測定された場合には $AI = P1/P2$ （もしくは $AI(\%) = (P1 - P2) / P1 * 100$ ）として算出できる。図5のような脈波が測定された場合には $AI = P1/P2$ （もしくは $AI(\%) = (P2 - P1) / P2 * 100$ ）として算出できる。ここで時間T1におけるレベルP1は心臓の心拍による血液の駆出（拍出）波によるピーク値を示し、時間T2におけるレベルP2は心拍による駆出波についての反射波によるピーク値を示す。この反射波は血管の硬化に対応して強度と出現時相が変化する。したがって、AIは測定された脈波の波形に含まれる駆出（拍出）波に相当の進行波の成分のピーク値と反射波成分のピーク値との比をあらわすことになる。なお、レベルP1、P2を決定する方法としては、脈波波形に微分等の演算操作を行って求める方法を適用できる。一般的に若い人は図4のようにレベルP2<レベルP1である。しかしながら、年配の人は図5のようにレベルP2>レベルP1になる場合もある。これは血管内壁の硬化（動脈硬化）が進行しているために駆出波を血管壁で十分に吸収できないために、レベルの高い反射波が短時間の内に検出されることによる。

【0055】

ΔTp は、駆出波を発生する心臓から反射波発生部位までの距離と脈波の伝播速度（加速度）とに関連している。したがって、心臓から近い部位で発生した反射波のレベルが高ければ ΔTp は小さくなる。血管内壁が硬化すると脈波は早く伝播されることが知られている。また、AIは、脈波の反射波のレベルP2が同じであっても、 ΔTp が小さければ、大きくなることが知られている。

【0056】

このようにAIは、脈波波形の特徴点であるピークから直接に得られる特徴量（脈波の振幅レベル（mV））を複数個（レベルP1、P2）算出して、算出した特徴量同士の演算により算出できる。

【0057】

本実施の形態では上述のAIを用いた説明をしているが、 ΔTp を代替して用いても、同様の効果を得ることができる。 ΔTp もAIと同様に公知の指標である。 ΔTp については書籍“Hypertension”のpp434-438 (September, 2001. 発行元: American Heart Association, Inc) に示される。また ΔTp はTR (time reflection) と表記される場合がある。TRについ

ては“Journal of Physiology (2000) , 525.1, pp263-270に示されている。 ΔT_p は、脈波波形の特徴点である脈波立上り点の位置および反射波の開始位置から直接に得られる特徴量（該位置に対応の時間（msec））を複数算出して、算出された特徴量同士の演算（差）により算出できる。

【0058】

ところで、高血圧の直接的な原因としては、2つあることが知られている。一つは心臓の拍出量の増大（以下、要因1という）であり、もう一つは動脈の硬化（以下、要因2という）である。血圧値からはこの2つを区別することができないが、AIは動脈の硬化度合に対応して変化する。したがって、血圧値とAIとの両方を観ることによって、高血圧の直接的な原因が前述の2つの要因のうちのいずれであるかを判断できる。

【0059】

この判断によって、医師は要因1と判断した（AIが小さい）場合、循環体液量を減らす利尿剤や心拍出量を減らす β 遮断薬を処方するのが適当であることがわかり、要因2と判断した（AIが大きい）場合、末梢血管を拡張させるCa拮抗薬、ACE阻害薬、AII受容体拮抗薬、 α 遮断薬などを降圧剤として処方するのが適当であることがわかるから、血圧値とAIとの両方を表示することによりの確な診断・治療のための支援情報を提供できる。

【0060】

図6の処理手順を参照して測定から情報提供までの動作を説明する。なお、図6の手順は予めプログラムとしてメモリ11に格納されておりCPU10が該プログラムを読み出し実行することにより実行される。医家は手元のカルテ情報によりテンキー3を操作して患者ID、氏名、生年月日、性別、身長、体重などの個人情報を入力して腕帯8を血圧測定の部位に巻く。CPU10は圧力制御回路71により腕帯8の空気袋の加圧レベルを調整し、その圧力波に重畳して検出される脈波に基づき血圧を測定する。これにより、例えば最高血圧SYSおよび最低血圧DIAが公知の手順で算出される（ステップS（以下、単にSと略す）1）。このとき、検出された脈波から公知の手順により後述の脈拍数HRが算出されるようにしてよい。

【0061】

ここでは血圧の情報は血圧計7によりリアルタイムに測定するようにしているが、予め測定して準備しておいた血圧（最高血圧SYSおよび最低血圧DIA）の情報がメモリカード2から読取られて、またはテンキー3（操作キー1D）から入力されるようにしてもよい。ここではリアルタイムの測定により血圧の情報が得られると想定する。

【0062】

次に、CPU10はセンサ6の撓骨動脈への押圧レベルを脈波波形を潰さない程度に制御しながらセンサ6の出力に基づき脈波を計測（算出）する（S2、S3）。脈波測定では非侵襲な測定が可能な撓骨動脈の圧脈波を測定する。その後、脈波特徴量算出部10Aにより、計測された脈波に基づく前述したようなレベルP1とP2を脈波を微分することにより求めて、測定された脈波の特徴量であるAIを算出する（S4）。

【0063】

この特徴量の算出においては患者ごとに身体などに関する情報に応じた補正処理が脈波特徴量算出部10Aにより実行される。AI、 ΔT_p および後述の ΔT_{pp} は、患者の年齢と性別を補正因子として補正した方が患者についてのより正確な情報を与える場合がある。また、脈拍数HRが高い（脈が速い）とAIは小さくなるため脈拍数HRを補正因子とした補正がなされるが、 ΔT_p および ΔT_{pp} については脈拍数HRについての補正は必要ない。また、 ΔT_p および ΔT_{pp} は背が高いほど大きくなることが知られているため、 ΔT_p および ΔT_{pp} については身長による補正がなされるが、AIには身長による補正は必要ない場合もある。補正因子はこれらに限定されず、また補正においてはこれら補正因子の1つまたは複数個を組合せて用いてもよい。

【0064】

補正処理のための補正因子の指定は、たとえばテンキー3または操作キー1Dを操作して入力することにより指定できるものとする。CPU10の脈波特徴量算出部10Aは入

力して指定された補正因子の種類に基づいて補正のための予め準備された演算式を選択して適用する。AIを脈拍数HRを補正因子にして補正するには(式1)が適用される。また、 ΔTp (または ΔTpp)を身長を補正因子にして補正するには、標準的な身長 $Lstd$ および患者の身長 Lp とした場合の(式2)が適用される。

【0065】

基準脈拍数に補正後の $AI = AI$ (測定値) + 係数 \times (脈拍数 HR - 基準脈拍数) \cdots (式1)
。平均身長に補正後の ΔTp (または ΔTpp) = ΔTp (または ΔTpp) \times ($Lstdx/Lp$) \cdots (式2)。

【0066】

そして、提示部10Bは測定して得られた血圧と補正後のAIとを関連付けたグラフを表示器1Bに表示する(S5)。これにより、一連の手順が終了する。

【0067】

血圧とAIとを関連付けたグラフの具体的な表示方法としては、たとえば図7のようである。図7の表示例では、横軸Xに最高血圧SYS(mmHg)をとり縦軸にAIをとった2次元のグラフによりAIと最高血圧SYSを関連付けて描画し、血圧およびAIそれぞれの閾値X1およびY1を設けることにより閾値X1およびY1についてグラフを4象限に区切って表示する。また、各象限には当該象限に該当のAIレベルおよび血圧値に応じて処方されるべき薬剤の名称が提示部10BによりメッセージMS1、MS2およびMS3として表示されるから、処方する薬剤について医家の判断を支援できる。

【0068】

血圧およびAIの閾値X1およびY1は、病状を診断するための所定レベルに相当する。例えば、最高血圧SYSは閾値X1より低いけれどもAIが閾値Y1より高い場合には末梢血管が硬い(動脈硬化進行)と診断することができてメッセージMS1で示される血管を柔らかくする薬剤を、また最高血圧SYSは閾値X1より高いけれどもAIが閾値Y1より低い場合には心臓の拍出量が多いと診断することができてメッセージMS2で示される血液量を減らすための薬剤を、また最高血圧SYSもAIも閾値より高い場合には末梢血管が硬く、かつ心臓の拍出量も多いと診断することができてメッセージMS3で示されるように血管を柔らかくする薬剤と血液量を減らすための薬剤を処方するようにという情報が提供されて、診断と薬剤処方についての支援がなされる。

【0069】

図7の閾値X1とY1、ならびにメッセージMS1~MS3はメモリ11に予め格納されていると想定する。メッセージMS1~MS3は、AIと最高血圧SYSの組合せに応じて予め格納されており、図7の表示においては、各象限(AIと最高血圧SYSのレベルの組合せ)に対応したメッセージMS1~MS3のいずれかがメモリ11から提示部10Bにより読出されて表示される。

【0070】

図7では測定されたAIと最高血圧SYSとで示される2次元座標(SYS、AI)においてマークMRが示されるので、医家はマークMRの表示位置を確認することで患者についての診断と処方する薬剤を判断する(言換えると、高血圧の要因を診断する)のが容易となる。

【0071】

測定したAIと血圧の他の表示例が図8に示される。図8の画面では部分B1に測定して得られた脈波の波形が表示され、部分B2とB3には平均の脈拍数HRと脈拍数HRの時間変化がそれぞれ表示され、部分B4にはAIの時間変化が示されて、部分B5には平均のAIと ΔTp が表示されて、部分B6には1拍毎に切り出された図4または図5に従う波形が表示されて、部分B7には測定日時が表示されて、部分B8には患者を特定するための情報が表示されて、および部分B9には最高血圧SYSと最低血圧DIAが表示される。またボタンBBも表示されており、ボタンBBを操作キー1Dを操作してクリックなどすると、表示されている内容をプリンタ4を介して印字出力できる。ここに表示される時間変化に従う情報はRTC12による脈波測定時間に関連付けながら測定された値をプロットすることにより表示できる。

【0072】

部分B4におけるAIの時間的変化のグラフではAIの相対的なレベルが把握しやすいように領域E1、E2およびE3において色分けがなされている。色分けの意味付けとしては、例えば患者の年代、性別のAI平均値とSD（標準偏差）の上下を示す。またはメガスタディ（抗高脂血症薬市販後研究会）の臨床成績から得られた5年生存率もしくは10年生存率で例えば0.5、0.75、0.9に相当するAIの値で区分分けを示す。

【0073】

また、治療経過に伴う血圧とAIの変化を時系列的に同一グラフ上に表示することで投与した薬剤や治療に対する効果を分かりやすくして情報提供できる。そのために、脈波測定装置のメモリ11には図9（A）と（B）に示す脈波データテーブルTBが格納される。

【0074】

図9（A）に示すように脈波データテーブルTBには患者のそれぞれについて患者基本情報30と測定データ群40とが対応付けて格納される。図9（B）に示すように患者基本情報30は対応する患者についての患者ID31、氏名32、生年月日33、性別34、身長35、体重36、脈波測定装置による測定回数37および最新測定データへのポインタ38を含む。測定データ群40は脈波測定装置により測定するごとに得られた測定データ4i（ $i=1, 2, 3, \dots, n$ ）を含む。ポインタ38は対応の測定データ4iのうちの最新の測定データ4iを指示する。

【0075】

測定データ4iには測定年月日4X、最高血圧SYS、最低血圧DIA、脈拍数HR、ならびに平均AI、最高AIおよび最低AIを示すデータ4A、4Bおよび4C、 ΔTp 、処方した薬剤などに関する医家のコメント4D、および前回の測定データ4iへのポインタ4Eが含まれる。1回目の測定データ41の場合にはポインタ4Eは“NULL”を示すが、2回目以降の測定データ4iのポインタ4Eは前回の測定データ4(i-1)を指示する。図9（B）の測定データ群40では測定年月日4Xの時系列に従いAI、 ΔTp 、HRが算出されて格納されるが、同様にして他の種類の指標、例えば後述の ΔTpp が算出されて格納されてもよい。

【0076】

図10の手順を参照して血圧とAIの変化を時系列的に同一グラフ上に表示する処理を説明する。ここでは脈波データテーブルTBには測定対象の患者についての患者基本情報30と測定データ群40が予め格納されていると想定する。

【0077】

まず、血圧測定（S1）～特徴量算出（S4）の処理が図6と同様に実行される。このとき、患者IDが操作キー1Dを介して入力される。

【0078】

次に、CPU10はメモリ11の脈波データテーブルTBをアクセスする（S5）。具体的には、今回測定により得られた測定データ4iを測定データ群40に格納するとともに、入力された患者IDに基づいて検索して、一致する患者ID31を有する患者情報30を特定する。そして、特定された患者情報30のポインタ38を今回格納した測定データ4iを指示するように更新し、かつ格納された今回測定データ4iのポインタ4Eを測定データ4(i-1)を指示するように設定する。このようにして、今回の測定データ4iが格納されると、提示部10Bにより提示処理がなされる。具体的には、当該患者について特定された患者情報30を抽出する（読出す）とともに、対応の複数の測定データ4i（データ群）それぞれから1種類以上の指標と血圧（最高血圧SYS）とを抽出して、抽出された患者情報30を表示器1Bに提示すると共に、抽出された指標と血圧それぞれの値を測定年月日4Xに従う時系列に表示器1Bにグラフにして関連付けて提示する（S6）。以上で一連の処理が終了する。

【0079】

なお、ここでは、予め患者についての患者情報30と測定データ群40が格納されていると想定したが、そうでないときは、今回、入力された患者の情報が患者情報30として

新規に格納されて、今回の測定データは対応の患者データ群 40 において測定データ 41 として新規に格納される。したがって、この場合に格納されている測定データ群 40 には 1 つの測定データ 41 のみが格納されるに過ぎないから、図 7 または図 8 のような表示で情報提供できる。

【0080】

図 10 の時系列表示 (S6) の一例が図 11 に示される。図 11 では横軸に測定年月日が取られて、縦軸に最高血圧SYSとAIのレベルが取られている。読出された測定データ群 40 の各測定データ 4i はポイント 4D に基づいて時系列に並べられて、最高血圧SYSとAI (たとえば平均AI) は各測定データ 4i から読出されて、測定年月日に対応付けて破線と実線とでそれぞれプロットすることにより図 11 に示すグラフで相互に関連付けて表示できる。

【0081】

図 11 では、治療のために処方した薬剤による効果の情報も提供される。つまり、読出された測定データ 4i のコメント 4D に基づいて対応の測定年月日 4X に対応するグラフ上の測定日においてコメント 4F を表示する。コメント 4F はコメント 4D で示された処方した薬剤を提示するから、グラフを確認することで医家は投与した薬剤による時間的な効果 (最高血圧SYSの変化およびAIの変化) の情報を得ることができる。

【0082】

時系列表示の他の例が図 12 に示される。図 12 のグラフでは横軸に時間 (週単位) が取られて、縦軸にAIのレベルと血圧 (mmHg) が取られて、最高血圧SYS、最低血圧DIAおよびAIの時間経過に伴う変化がプロットされてグラフ表示されている。図 12 の画面では図 8 で示したボタン BB と部分 B7 と B8 の情報も示されている。医家は図 12 のグラフと手元カルテの降圧治療の経過とを照合することで、治療に対する効果を把握しやすくなる。図 12 のグラフに示したライン L1 と L2 は例えば 1999 WHO/ISH の高血圧症閾値 140/90 mmHg に対応する。

【0083】

時系列表示のさらなる他の例が図 13 に示される。図 13 のグラフでは横軸に最高血圧SYS (mmHg) が取られて、縦軸にAIのレベルが取られて、最高血圧SYSとAIの測定年月日 4X の時間経過に伴う相関関係の変化がプロットされてグラフ表示されている。図 13 の画面では図 8 で示したボタン BB と部分 B7 と B8 の情報も示されている。

【0084】

図 13 では複数回測定した最高血圧SYSとAIとが 2 次元グラフ化して表示されて、両者の相関関係が示される。最初の測定の際に、医家はこのグラフを見て患者の状態を血圧だけの情報よりも詳細に把握することができる。例えば測定データと医師の判断例は次のようである。

【0085】

つまり最高血圧SYSが高くてAIが低い場合は正常と判断し、最高血圧SYSが高くてAIが高い場合は今後高血圧、動脈硬化が進行する可能性大と判断し、最高血圧SYSが高くてAIが低い場合は心臓の拍出、体液量を減少させる治療が必要と判断し、最高血圧SYSが高くてAIも高い場合は早急に治療が必要と判断する。

【0086】

また、図 13 のグラフと手元カルテの降圧治療の経過とを照らし合わせることで、処方した治療に対する効果も把握しやすくなる。図 13 のグラフの血圧軸に垂直に示したライン L1 は例えば 1999 WHO/ISH の高血圧症の収縮期血圧値 140 mmHg を示し、AI 軸に垂直に示したライン L2 は、メガスタディの臨床成績から得られた 5 年生存率もしくは 10 年生存率など所定の生存率に区分けする AI を示す。

【0087】

図 4 または図 5 で説明したように ΔTp を求めるには拍出波の立上り点を認識するようにしているが、立上りが不明瞭である場合には正確に ΔTp を算出することが困難である。したがって、その場合には ΔTp に代替する指標として ΔTpp を用いてもよい。 ΔTpp は図 14

に示すように拍出波と反射波とのピークの時間差を示す指標である。両波のピークの時間差は明瞭であり認識し易い。 ΔT_{Tp} は、脈波波形の特徴点である拍出波と反射波とのピーク位置からそれぞれから直接に得られる特徴量（該ピークに対応の時間（msec））を算出して、算出された特徴量同士の演算（差）により算出できる。

【0088】

上述の図7と図11における最高血圧SYSとAIとを測定年月日4Xに基づき関連付けた表示態様の他に、図15に示すように測定データ群40に格納されている時系列のAIと ΔT_p との関連付けによる表示がなされてもよい。AI単体を提示する場合には図4または図5に示したように脈波の反射波の強度（レベルP2）と脈波伝播速度（駆出波についての反射波の出現時相）の情報が合成された指標として提示されるにとどまる。そこで図14のようにAIと ΔT_p とを、X軸方向にAIをとりY軸方向に ΔT_p をとって、2次元平面上に時系列に従い相関させてプロットすることにより、 ΔT_p で示される時相におけるAIにより示される反射波強度のばらつき（集中の度合い（重なり具合））を提示することができる。したがって、 ΔT_p が比較的小さい相において低いAIが集中している場合には、レベルの高い反射波が比較的短時間のうちに検出される状態が集中的に生じているから、駆出波を血管壁で十分に吸収できない状態、すなわち血管内壁の硬化（動脈硬化）が進行していると診断できるであろう。

【0089】

上述のように2次元の平面に関連付けられて提示される情報の組は、測定データ群40の時系列に格納されているAIと ΔT_{pp} の組またはAIと脈拍数HRの組であってもよい。

【0090】

（その他の表示態様）

提示部10Bは、脈波波形の特徴量から得られて測定データ群40に格納されている2種類の指標と最高血圧SYSとを測定年月日4Xの時系列に従い関連付けて、図16のように表示器1Bに提示してもよい。図16はX軸方向にAIが、Y軸方向に ΔT_p が、Z軸方向に最高血圧SYSがそれぞれとられて、X,Y,Zからなる3次元空間において3種類の情報を関連付けて提示できる。

【0091】

図16のように3次元空間のある位置にプロットされた点に着目すると、X-Z平面の最高血圧SYSとAIとの関連付けによる図7で説明したような心臓にかかる負荷の診断を支援できる。そして、該点に対応のX-Y平面のAIと ΔT_p の関連付けの情報が考慮されることにより、図14に説明したように、その負荷の要因の診断も支援できる。

【0092】

また、最高血圧SYS、指標のAIおよび ΔT_p （または ΔT_{pp} ）を関連付けて提示する場合には、図17のような態様をとってもよい。図17では横軸にAIがとられて、2本の縦軸にそれぞれ最高血圧SYSと ΔT_p がとられている。この場合には、同一平面においてAIと最高血圧SYSの測定年月日4Xに従う関連付けと、AIと ΔT_p の測定年月日4Xに従う関連付けとを同時に提示できるから、図17の提示態様によっても図16で説明したような診断を支援できる。

【0093】

なお、関連付けて同時に提示される3種類の情報としては、脈拍数HR、AIおよび ΔT_p （または ΔT_{pp} ）の組であってもよく、または最高血圧SYS、脈拍数HRおよびAIの組であってもよく、組合わせられる情報の種類は限定されるものではない。

【0094】

また、関連付けて同時に提示される情報の種類は2種類または3種類に限定されず、4種類以上であってもよい。

【0095】

また、図13、図15、図16および図17においても関連付けられた指標どうしのレベルに応じて、または関連付けられた指標と血圧とのレベルに応じて、図7に示したように処方されるべき薬剤の情報を提示するようにしてもよい。

【0096】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【0097】

【図1】 本実施の形態に係る診断支援向け脈波測定装置の外観の一例を示す図である。

【図2】 本実施の形態に係る診断支援向け脈波測定装置の外観の他の例を示す図である。

【図3】 本実施の形態に係る診断支援向け脈波測定装置のシステム構成図である。

【図4】 脈波の時間の経過に従う変化の一例を示す図である。

【図5】 脈波の時間の経過に従う変化の他の例を示す図である。

【図6】 測定から情報提供までの動作の一例を示す処理フローチャートである。

【図7】 表示の一例を示す図である。

【図8】 表示の他の例を示す図である。

【図9】 (A) と (B) は脈波データテーブルを示す図である。

【図10】 測定から情報提供までの動作の他の例を示す処理フローチャートである。

【図11】 表示のさらなる他の例を示す図である。

【図12】 表示のさらなる他の例を示す図である。

【図13】 表示のさらなる他の例を示す図である。

【図14】 脈波に基づく ΔT_{pp} を示す図である。

【図15】 AI と ΔT_p を関連付けた表示の一例を示す図である。

【図16】 AI と ΔT_p と最高血圧SYSを関連付けて表示する一例を示す図である。

【図17】 AI と ΔT_p と最高血圧SYSを関連付けて表示する他の例を示す図である。

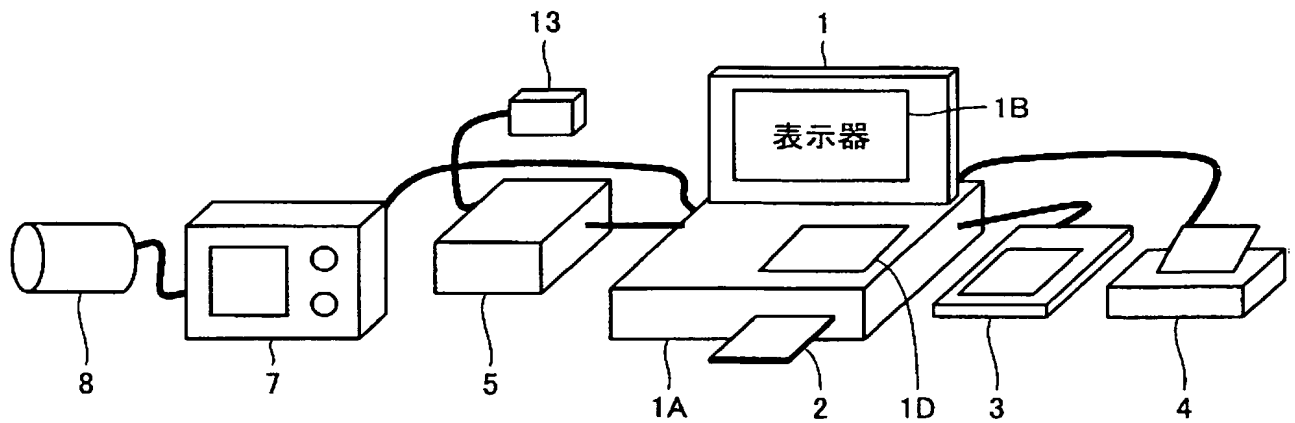
【符号の説明】

【0098】

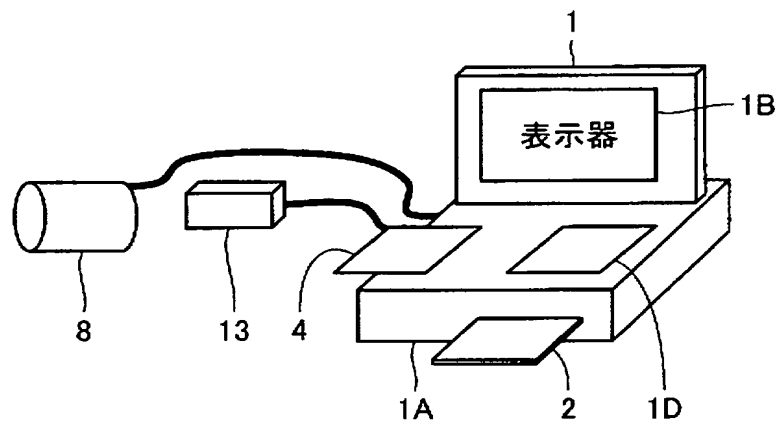
10 CPU、6 センサ、7 血圧計、11 メモリ、13 センサユニット、30 患者情報、40 測定データ群、41 測定データ、1B 表示器。

【書類名】 図面

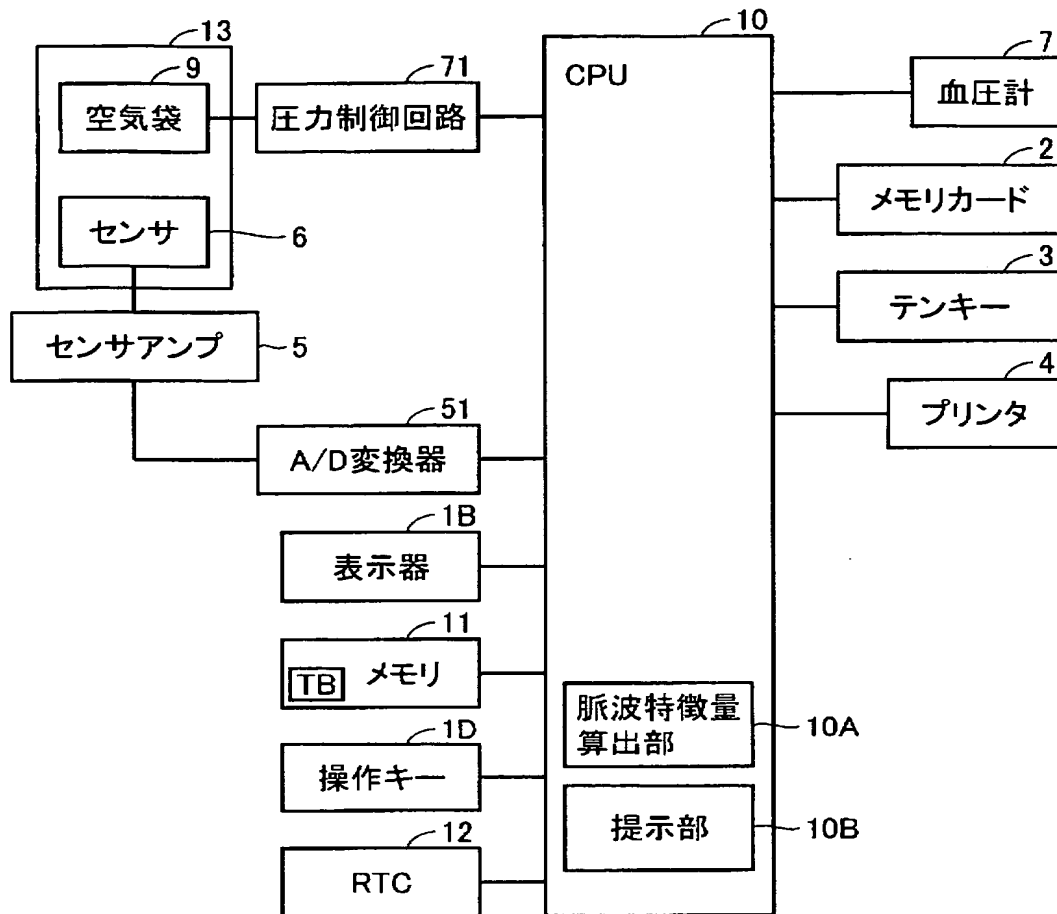
【図 1】



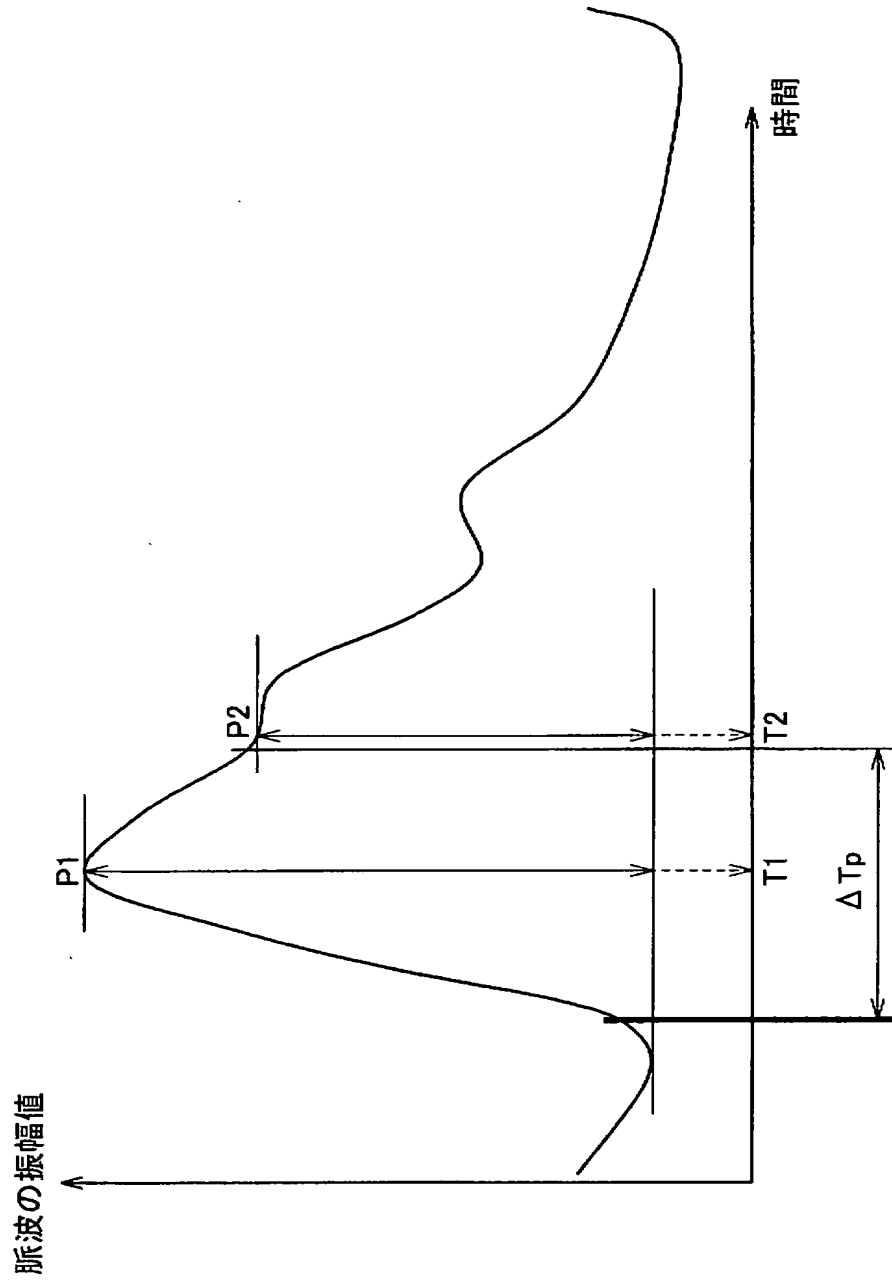
【図 2】



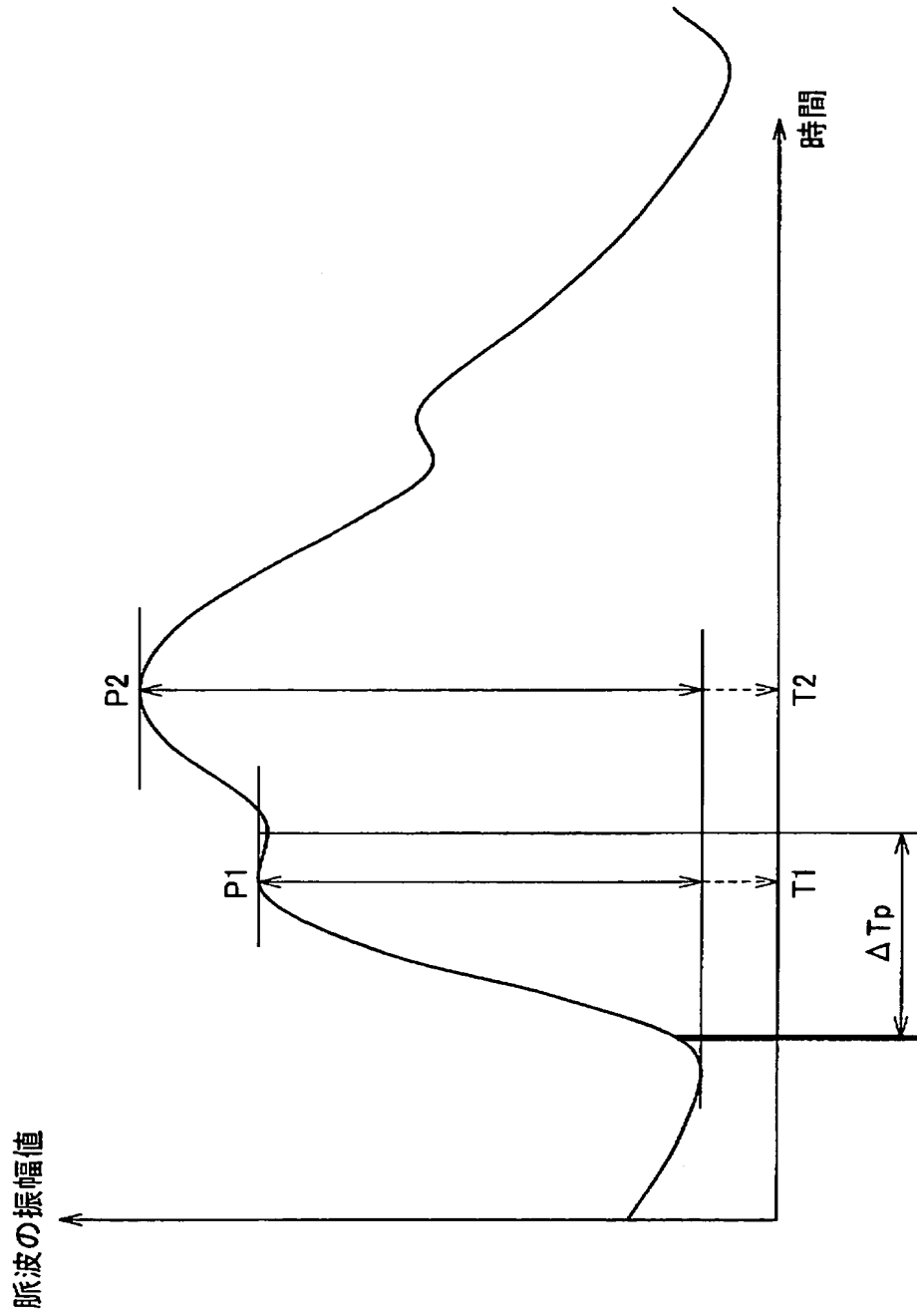
【図 3】



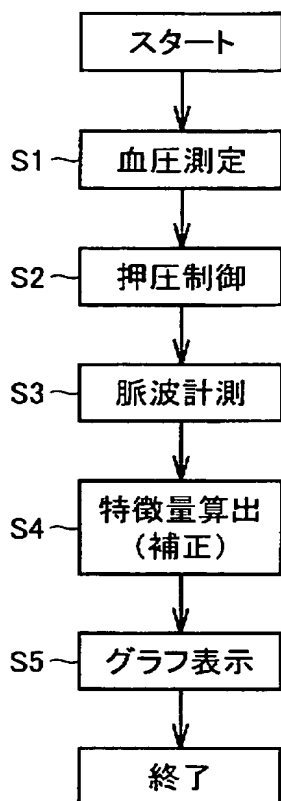
【図 4】



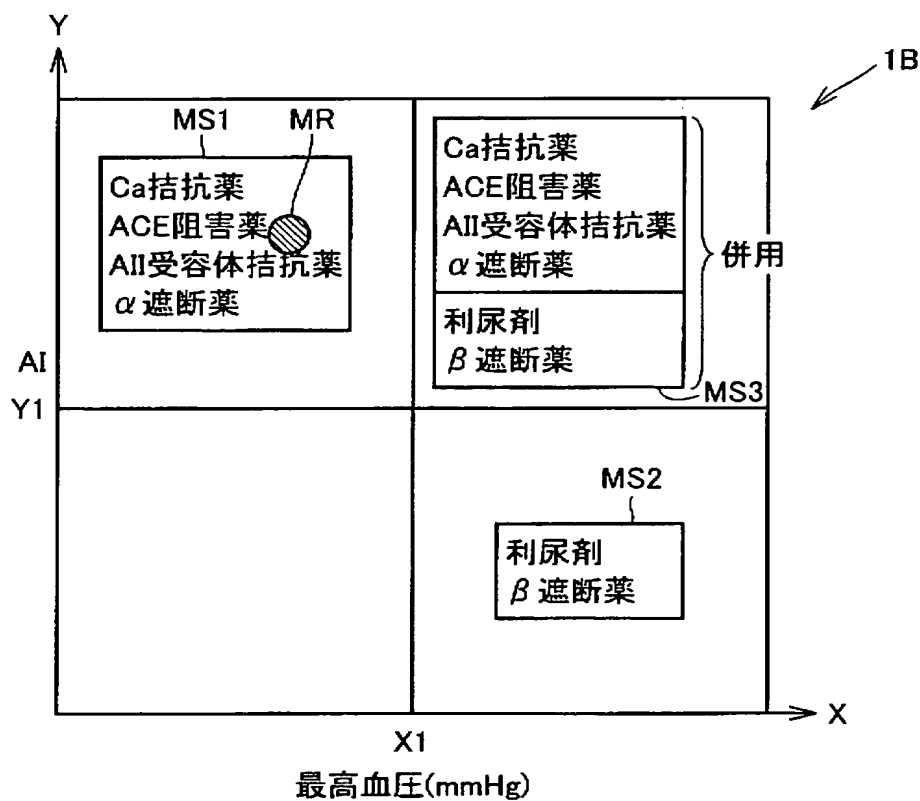
【図 5】



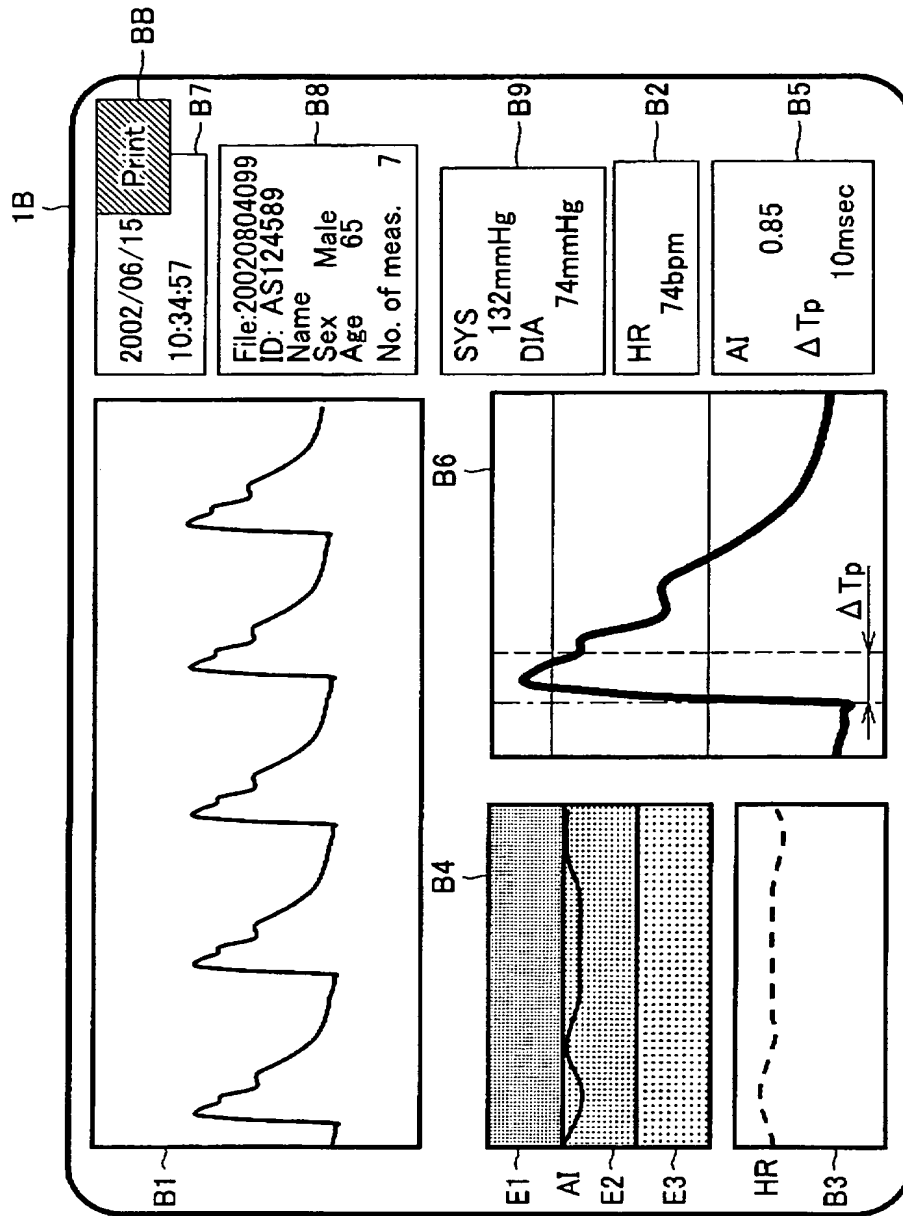
【図 6】



【図 7】

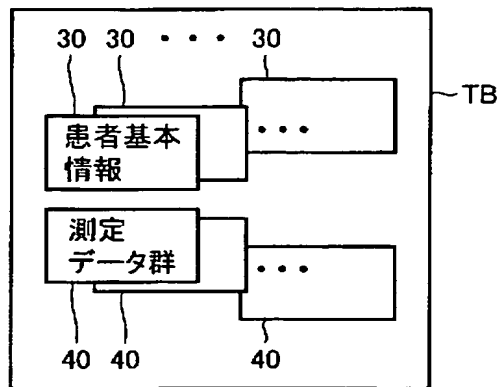


【図 8】

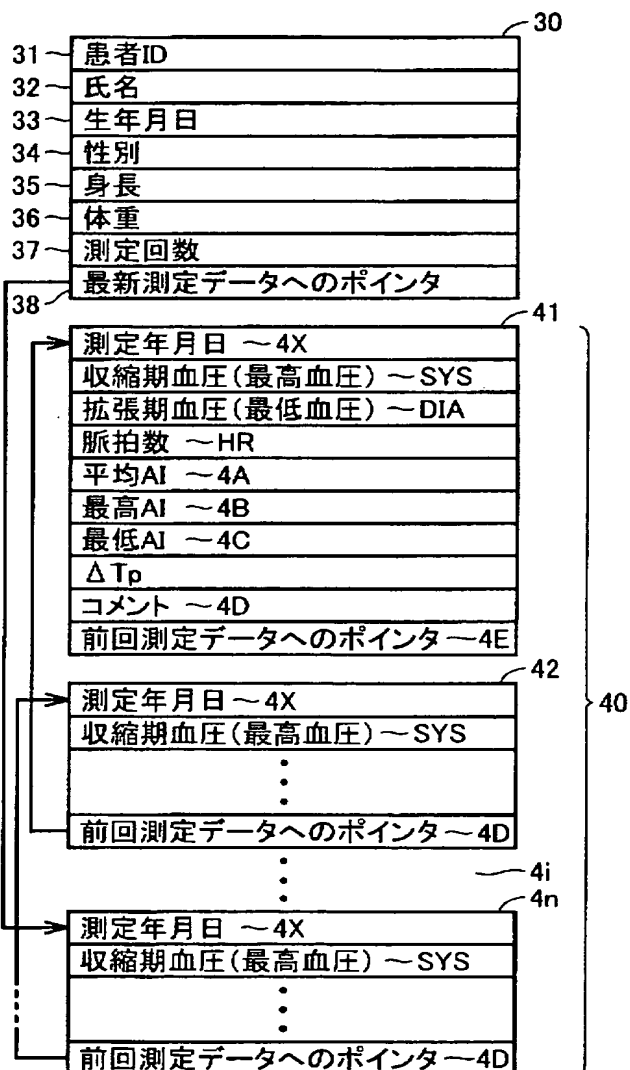


【図 9】

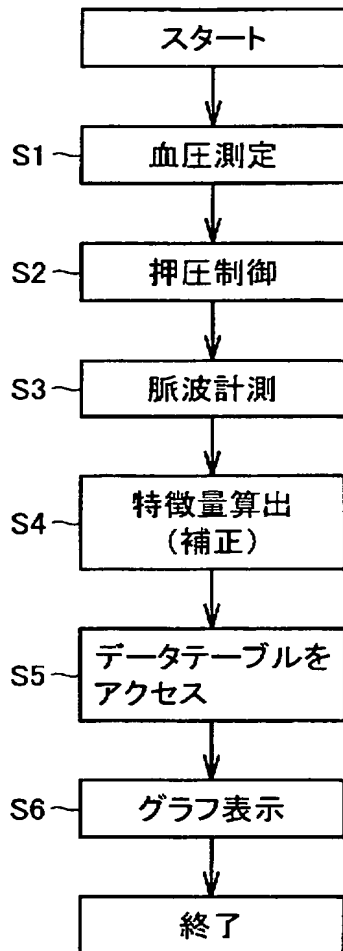
(A)



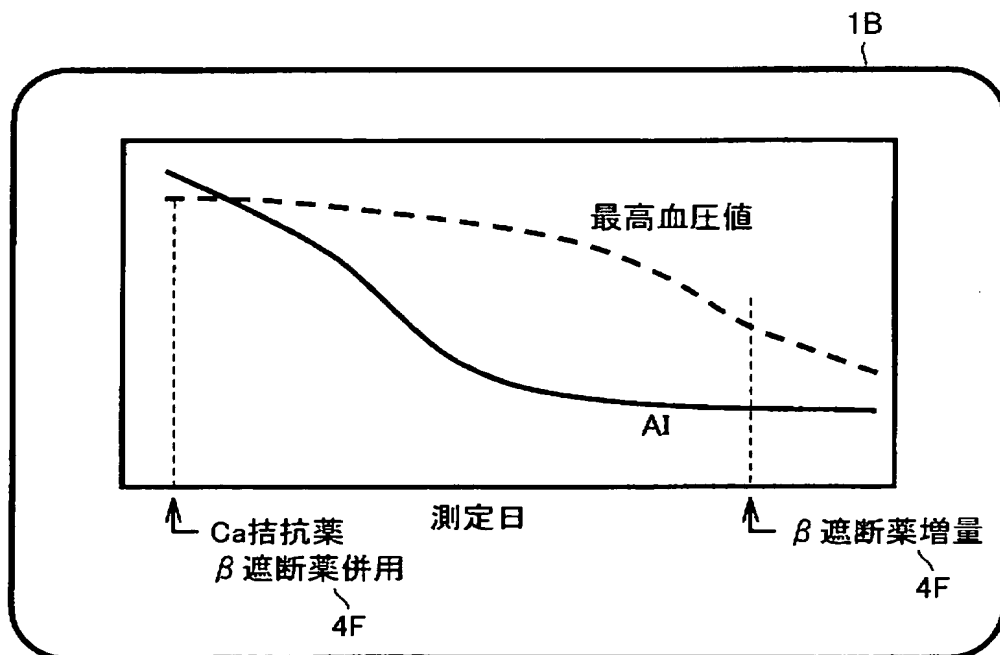
(B)



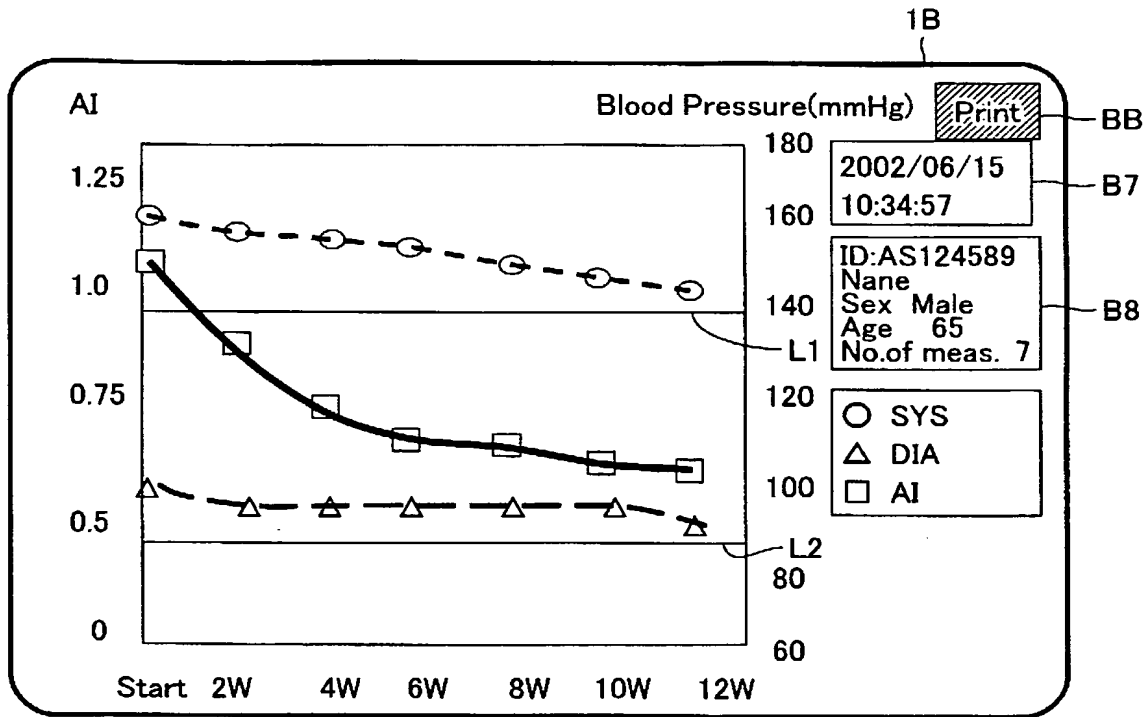
【図 10】



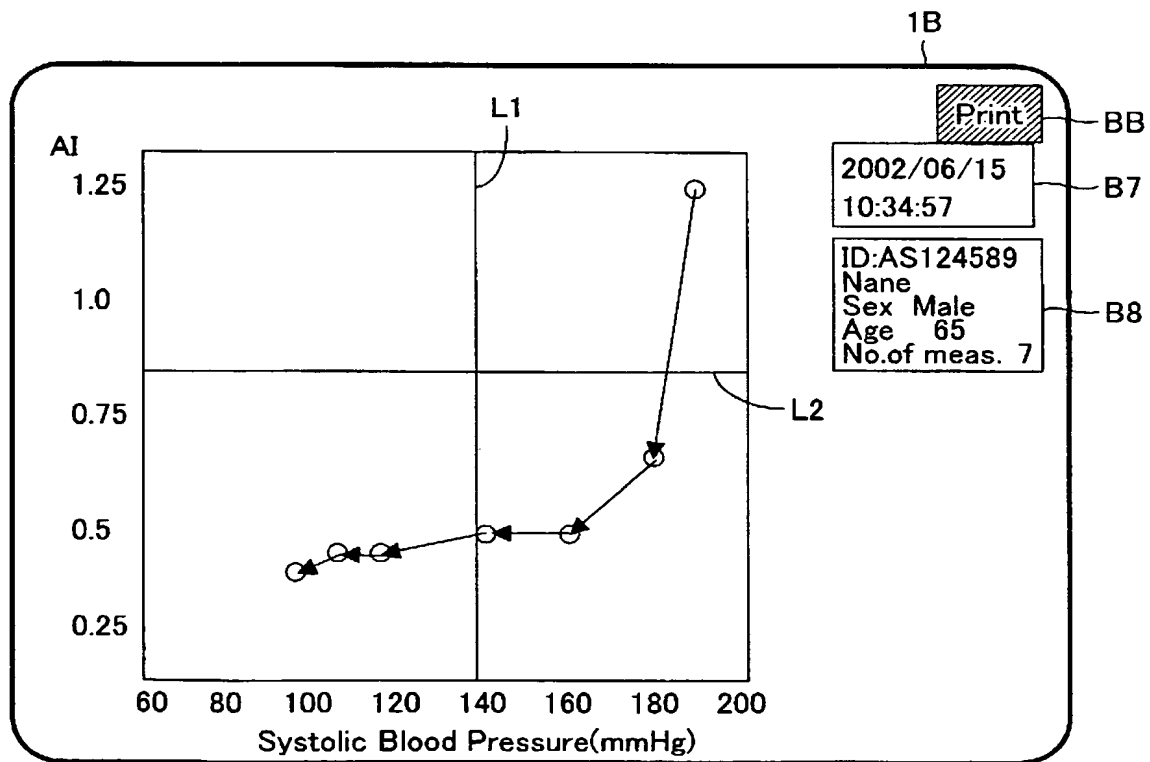
【図 11】



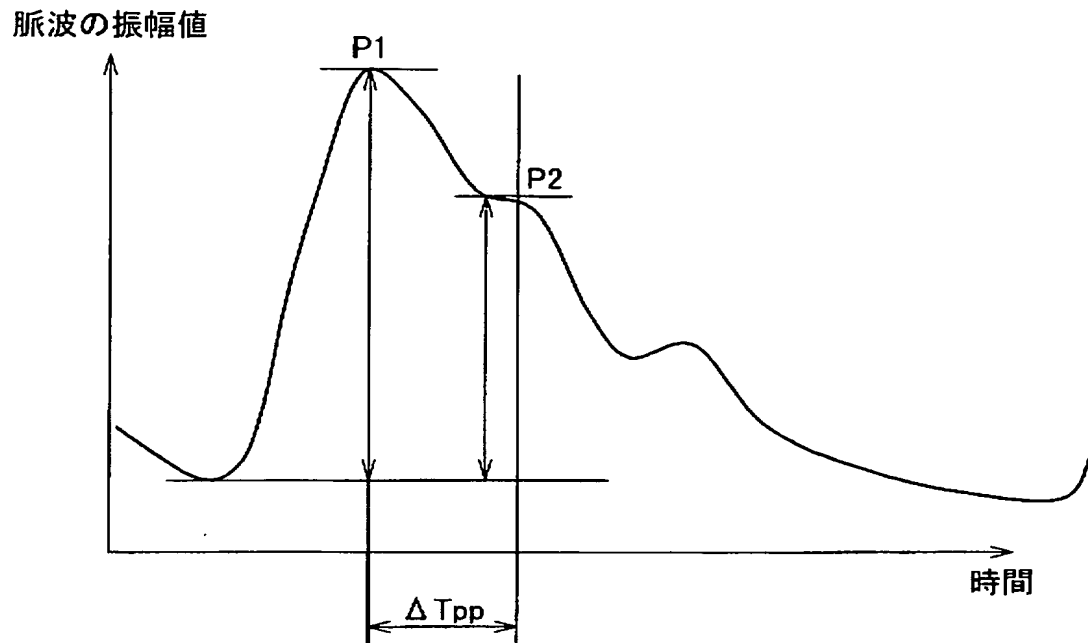
【図 12】



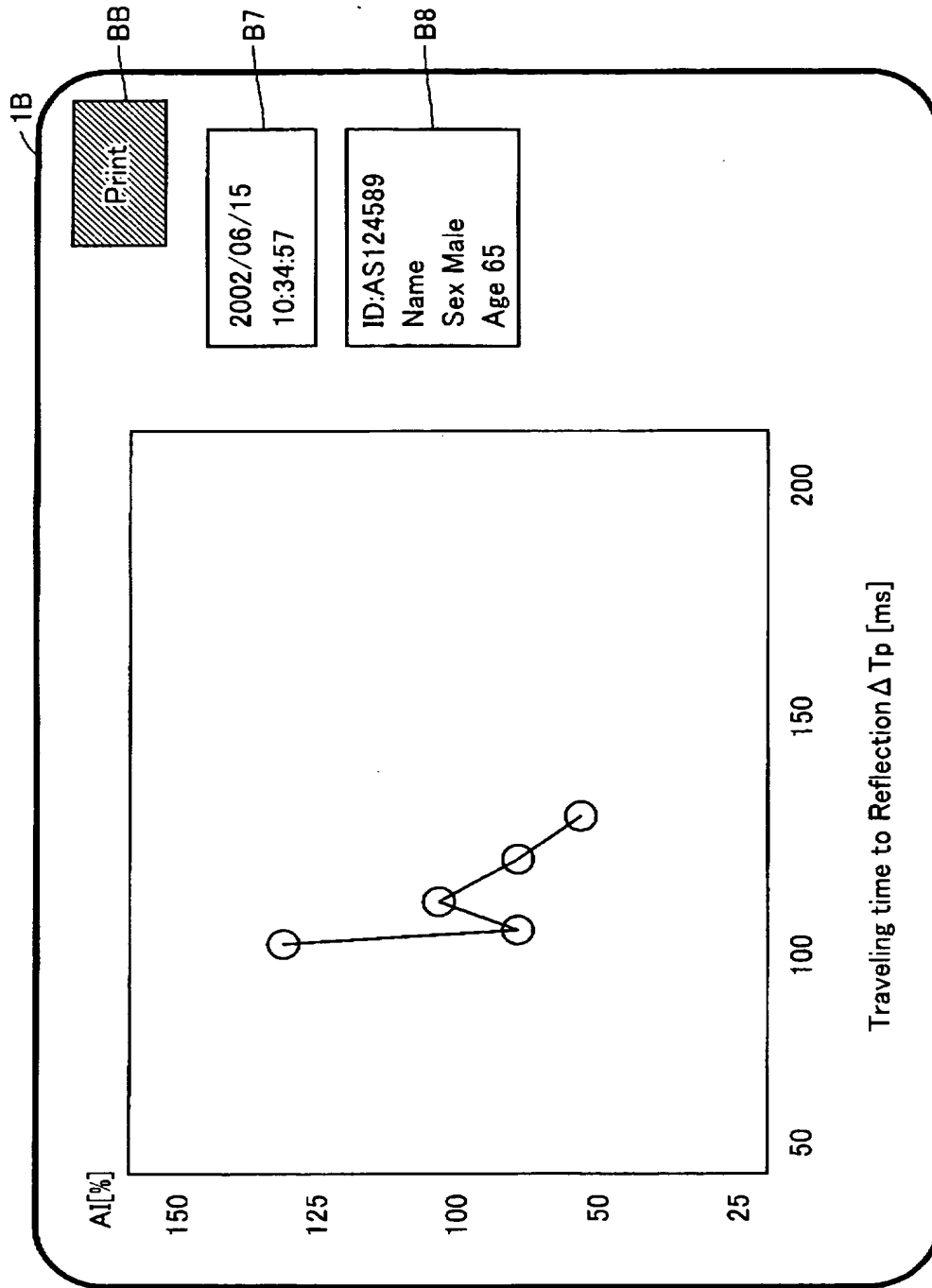
【図 13】



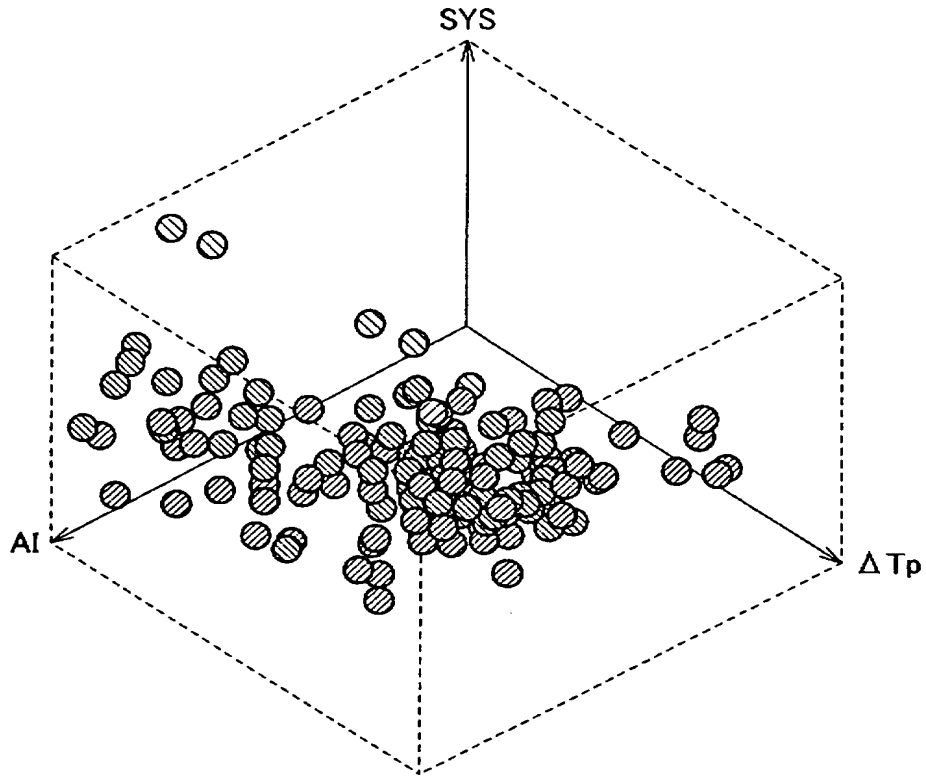
【図 14】



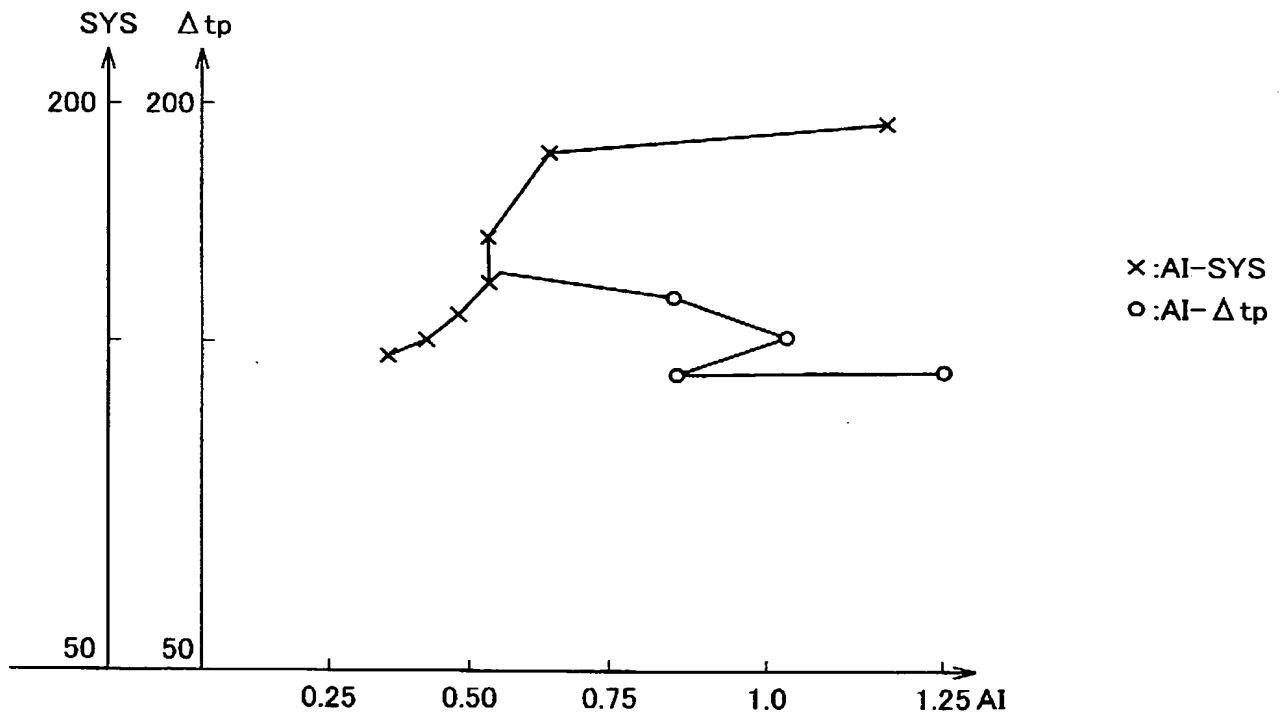
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 測定 of 簡便さを損なうことなく、医師に脈波の特徴量を提示することで診断を支援する脈波測定装置を提供する。

【解決手段】 センサ 6 は患者の手首に加圧調整しながら押圧されて非侵襲に撓骨動脈の圧脈波を測定し、患者の所定部位に巻かれた腕帯で血圧測定する。C P U 1 0 は血圧とは異なる生体情報である脈波の反射現象を反映する指標を、測定された脈波波形から算出し、測定された血圧値と算出した指標とを関連付けて表示器 1 B に表示する。医家は表示された内容を確認することで患者の血圧と指標との関係で示される循環器系の状態をよりよく把握し、診断や処方 of 支援となる情報を速やかに得ることができる。

【選択図】 図 3

特願 2 0 0 3 - 3 4 3 3 2 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[5 0 3 2 4 6 0 1 5]

1. 変更年月日

2 0 0 3 年 7 月 9 日

[変更理由]

新規登録

住 所

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地

氏 名

オムロンヘルスケア株式会社